

Оливера Кнежевић
Драган Мирков

796.012.11:616.728.3
Прегледни чланак

Универзитет у Београду, Факултет спорта и физичког васпитања

СИЛА И СНАГА МИШИЋА ОПРУЖАЧА У ЗГЛОБУ КОЛЕНА

Сажетак

У проучавању неуромишићне функције су, услед специфичности њихових анатомских карактеристика и значајне улоге коју имају у кретању, у великој мери заступљени мишићи опружачи у зглобу колена. Предмет овог прегледа су, дакле, јачина и снага мишића опружача у зглобу колена, начини процене њихове функције, међусобна условљеност јачине, снаге и релације које их описују, као и утицај различитих фактора на њихово испољавање (вежбе растезања, начин извођења кретних задатака, биолошка старост и друго). С обзиром да *m.quadriceps femoris* (QF) чине 4 засебна мишића, варијабилност њихових анатомских карактеристика утиче на њихов допринос у испољавању јачине и снаге, зависно од врсте кретања које се изводи. Како је активан у великом броју различитих активности, QF мора бити у могућности да развија велике јачине при великом и разноврсном опсегу дужина и брзина скраћења мишића, уз различите обрасце развијања јачине и различите капацитете за њено генерисање унутар мишића (Blazevich et al., 2006). Постоје спекулације да QF своје максималне способности испољава при оптерећењима блиским сопственој маси тела или пак нижим (у растерећењу) (Rahmani et al., 2001), што је врло блиско *хипотези максималног динамичког излаза* (МДИ) Јарића и Марковића (Jarić, & Marković 2009). Промене под утицајем тренинга или биолошке старости различито се манифестују на морфолошке, физиолошке и неуралне карактеристике мишићних глава QF, а тиме и на промене у јачини и снази. Разумевање проблематике везане за јачину и снагу, као способности које су од велике важности за свакодневни живот, значајно је и за праксу, посебно спорт и рехабилитацију. Побољшање перформанси у спортским дисциплинама у којима су јачина и снага мишића ногу детерминанте успешности, али и опоравак након повреда су у великој мери зависни од резултата истраживања функције овог мишића. Такође, одговарајући однос јачине између мишића опружача и прегибача значајан је за стабилности зглоба колена, тако да неуравнотеженост у јачини ове две мишићне групе може бити фактор ризика за настајање повреда.

Кључне речи: МИШИЋНА СТРУКТУРА / МИШИЋНА АРХИТЕКТУРА / ПРОЦЕНА НЕУРОМИШИЋНЕ ФУНКЦИЈЕ / ТРЕНИНГ СА ОПТЕРЕЋЕЊЕМ

УВОД

Способности као што су јачина, снага и њихови облици испољавања имају важну улогу у свакодневном животу, спорту и њему блиским областима - спортској медицини, физичком васпитању, физикалној медицини, рехабилитацији, ергономији (Wilson, 1996; Kadrija, Knezevic, Milovanovic, Bumbasirevic, & Mirkov 2010; Кнежевић, и Мирков, 2010). Изучавање неуромишићне функције кроз испитивање пара-

метара силе (јачине) и снаге су тема бројних истраживања. И поред тога, постоји велики број терминолошких проблема који су везани са прецизним дефинисањем појединих појмова из ове области. Како би се боље разумео предмет овог рада, пре свега је неопходно дефинисати основне појмове.

У спорту се сила (енг. *strength*) дефинише као максимална сила (F_{max}) која настаје током макси-

малне вољне контракције (МВК), у задатим условима (Abernethy, Wilson, & Logan, 1995). Јарић и Кукољ (1996) за исту особину користе појам јачина и дефинишу је као способност мишића да развије велику јачину у изометријским условима или против великог спољног оптерећења при малим брзинама скраћења. Пошто је у нашој стручној јавности за моторичку способност широко прихваћен појам *јачина*, управо он ће бити коришћен у даљем тексту. Изузетак ће бити начињен у случају када се говори о физичкој величини и тада ће бити наведен појам сила или F_{max} .

У појединим спортовима веома је битна и брзина којом се јачина развија (енгл. *explosive strength*), што се сматра важном функционалном особином мишића (Мирков, 2003; Andersen, et al., 2005; Кнежевић, и Мирков, 2010). За ову способност се користе различити термини, али ће за потребе овог рада бити коришћен назив брзина развоја јачине (БРЈ).

За разлику од јачине и БРЈ, снага представља способност мишића да делује релативно великим силама против мањег спољашњег оптерећења, али при великим брзинама скраћења мишића (Јарић, и Кукољ, 1996). Снага (енг. *power P*) се дефинише и као извршени рад (A) у јединици времена (t), $A = F/t$, или као производ јачине (F) и брзине (V), $P = F \times V$.

Приликом изучавања неуромишићне функције човека, посебно је праћена функција мишића ногу и међу њима најчешће мишића опружача у зглобу колена. Значајна улога коју *m.quadriceps femoris* има у кретању, као и изражено антигравитационо дејство, неки су од разлога зашто је његова функција предмет истраживања у области спортских и бројних других наука.

Предмет овог рада, дакле, неће се односити на јачину и снагу у покретима човека уопште, већ ће бити уже усмерен на мишиће опружаче у зглобу колена, начине процене његове функције, међусобну условљеност јачине и снаге и релације које описују ове две способности, као и утицај различитих фактора на њихово испољавање (вежбе растезања, начина извођења кретних задатака, биолошка старост и друго).

УТИЦАЈ АНАТОМСКИХ ФАКТОРА НА ЈАЧИНУ И СНАГУ МИШИЋА ОПРУЖАЧА У ЗГЛОБУ КОЛЕНА

Јачина мишића зависи од бројних фактора: биохемијских, хистолошких, биолошких, кинематичких, анатомских, итд (Јарић, и Кукољ, 1996; Pincivero, Campy, & Karunakara., 2004). Анатомски фактори се односе на структуру, физиолошки пресек и архитектуру мишића.

С обзиром на то да се *m.quadriceps femoris* (QF) састоји из четири релативно засебна мишића (*m.rectus femoris RF*, *m.vastus lateralis VL*, *m.vastus medialis VM*, *m.vastus intermedius VI*) може се очекивати да је њихова структура различита, али и да структура истих мишића код различитих особа може да варира. Просечну структуру RF чини око 45% спорих, односно 55% брзих моторних јединица, док се удео брзих влакана у VL креће од 35-60% (Јарић, и Кукољ, 1996; Blazeovich, Gill, & Zhou, 2006; Blazeovich, Cannavan, Coleman, & Horne, 2007). Уколико особа има већи удео брзих влакана, очекује се да и његова снага буде већа у односу на оне код којих су у структури мишића заступљеније споре моторне јединице.

Физиолошки пресек значајно утиче на функцију мишића, а посебно на испољавање максималне изометријске јачине. Површина пресека QF се разликује код спортиста тренираних у снази и нетренираних, односно оних тренираних у издржљивости (Paasuke, Ereline, & Gapeyeva, 2001). Међутим, иако се релативна јачина овог мишића (изражена по јединици физиолошког пресека) не разликује између спортиста тренираних у снази и спортиста тренираних у издржљивости, они ипак могу да развију већу јачину при већим брзинама скраћења. Тиме разлика између ове две категорије спортиста постаје све израженија у корист оних из прве групе, из чега директно следи да они развијају и већу снагу (Јарић, и Кукољ, 1996; Paasuke et al., 2001). Ово важи за спортисте, међутим, у неким истраживањима нису добијене значајне разлике у јачини по јединици физиолошког пресека између полова, односно млађих и старијих испитаника (Јарић, и Кукољ, 1996; Petrella, Kim, Tuggle, Hall, & Vamman, 2005). Изквирдо и сар. (Izquierdo et al. 1999) наводе да површина пресека мишића значајно корелира са максималном изометријском силом (F_{max}), 1 максималним понављањем (1ПМ) получуња и 1ПМ-ом опружања у зглобу коле-

на код испитаника старости 65 година, али не и код испитаника старости 40 година. Међутим, тумачење и поређење резултата различитих студија је у одређеној мери отежано услед различите методологије која је у њима коришћена. То се, поред тестова који су примењени, односи и на начине нормализације добијених резултата. Нормализацијом јачине QF у односу на безмасну компоненту масе натколенице, смањује се разлика између млађих и старијих у тестовима потиска ногама и потиска из получучња, али не и у тестовима опружања у зглобу колена (Petrella et al., 2005).

На јачину и снагу, као што је раније наведено, може значајно утицати и архитектура мишића (Zhang, Wang, Nuber, Press, & Koh., 2003; Blazeovich et al., 2006, Blazeovich et al., 2007), тј. однос између дужине мишићних влакана и површине њиховог физиолошког пресека. Дужина влакана посебно има утицај на обим покрета који мишић може извести, максималну брзину скраћења као и релацију јачина-дужина.

С обзиром да је QF активан у великом броју различитих активности (ходање, трчање, скакање, подизање терета итд.), он мора бити у могућности да развија велике јачине при великом и разноврсном опсегу дужина, али и при великим брзинама скраћења мишића. Поред тога, велика варијабилност физичке активности људи може захтевати различите обрасце развијања јачине, а тиме и различите капацитете за њено генерисање унутар мишића (Blazeovich et al., 2006). Применом 2D и 3D ултразвука, директно са снимка се може проценити дужина мишићних влакана, угао њиховог припајања и густина мишића (Izquierdo et al., 1999). Према Блажевићу и сар. (Blazeovich et al., 2007) густина RF и VL се смањује, а VM повећава у проксимално-дисталном смеру, док је густина VI варијабилна, при чему је исти образац присутан и када су у питању углови припајања влакана унутар тих мишића (Izquierdo et al., 1999; Blazeovich et al., 2006). На основу овога би се могло претпоставити да VM, VL и RF имају међусобно сличне, али у односу на структурално другачији VI, различите потенцијале за развој јачине, па тиме вероватно и другачију улогу у извођењу покрета. Сматра се да густина и угао припајања влакана у VM најбоље корелирају са архитектуром целокупног QF (Blazeovich et al., 2006), мада се овакви налази не смеју општавати, јер резултати

могу да зависе од места са ког је узет узорак, као и методе праћења анатомских карактеристика мишића. На основу објављених података, очекује се да мушкарци имају већу густину QF у односу на жене, да је корелација између густине мишића и угла припајања влакана позитивна, односно да је између угла припајања и дужине влакана слабија негативна корелација (Narici, Roi, Landoni, Minetti, & Cerretelli, 1989; Häkkinen et al., 1998, Blazeovich et al., 2006; Blazeovich et al., 2007).

Истраживања о утицају архитектуре на испољавање јачине и снаге указују да се допринос максималном изометријском моменту QF, појединачно сваке од његових глава мења са повећањем јачине контракције, тако да се у укупној јачини удео VI смањивао, а VL, VM и RF повећавао (Zhang et al., 2003). Слично томе, студије које су укључивале анализу ЕМГ-а показале су специфичне промене нивоа активације сваке од мишићних глава са променом нивоа јачине, зглобног угла (укупне дужине мишића), променом брзине скраћења или режима рада (Naricci et al., 1996; Häkkinen et al., 2001, Pincivero et al., 2004). Овакви налази би се можда могли објаснити управо варијабилношћу архитектуре унутар мишићних глава QF.

ПРОЦЕНА ЈАЧИНЕ, БРЗИНЕ РАЗВОЈА ЈАЧИНЕ И СНАГЕ МИШИЋА

За процену јачине, брзине развоја јачине и снаге најчешће се користе различите групе тестова (енгл. *strenth, explosive strength test, power*) који се врше у стандардизованим условима. Ти тестови служе за процену различитих функционалних особина мишића, добијање нормативних вредности за различите групе испитаника, селекцију, евалуацију успешности тренинга или рехабилитационе процедуре, превенцију повреда и оцену капацитета за спорт и радну активност на послу (Willson, 1996; Мирков, 2003; Кнежевић, и Мирков, 2010).

Методe процене јачине мишића опружача у зглобу колена

Методe за процену јачине могу се поделити на директне и индиректне, при чему се

директна процена јачине заснива на употреби различитих типова динамометрије где се у одређеним условима (*изометријски*, *изокинетички* и *изоинерцијални*) делује одговарајућом силом против максималних оптерећења (Abernethy et al., 1995).

Изометријска процена јачине се заснива на мерењу максималне силе (F_{max}) која се развије приликом максималне вољне контракције (током деловања против спољашњег оптерећења), у одређеном углу у зглобу колена (или неког другог сегмента тела). При процени јачине мишића, треба имати на уму да избор зглобног угла може у великој мери утицати на спољашњу валидност изометријских тестова (Markora, & Miller, 2000; Knežević, Pažin, Kadija, Milovanović, & Mirkov, 2010). О утицају величине угла у зглобу колена на испољавање јачине биће више речи у поглављу у коме се говори о зависности јачине од дужине мишића.

Изокинетичка процена јачине заснива се на мерењу мишићних момената и снаге у одговарајућем опсегу кретања константном угаоном брзином, при чему се може пратити у зависности од: угаона брзина - угао у зглобу, снага - угаона брзина, мишићни момент - угао у зглобу (Kadija et al., 2010; Knežević, Pažin, Planić, & Mirkov, 2010). Одабиром комбинација контракција, могуће је пратити јачину (и снагу) мишића у концентрично-ексцентричном или ексцентрично-концентричном режиму рада, при различитим обимима покрета и различитим угаоним брзинама (од 15-300°/s), у зависности од одабраног протокола.

Изоинерцијална процена јачине се заснива на савладавању одговарајућег константног оптерећења. На овај начин је, за разлику од изометријских тестова, због присуства и ексцентричне и концентричне контракције могуће активирати тзв. “циклус издужења – скраћења” (енг. stretch shortening cycle SSC), који се испољава у већини спортских активности: спринт, скок увис, скок удаљ итд. (Abernethy et al., 1995; Wilson, 1996).

Јачину мишића је могуће проценити и *индиректно*, применом одговарајућих формула за предвиђање 1ПМ вредности из броја понављања изведених са мањим оптерећењима (Мирков, 2003; Baechle, 2007). Ове једначине засноване су на претпоставци да се број понављања са

оптерећењем релативно мањим у односу на максимални (одређени % 1ПМ), не мења са тренингом. Као најчешће примењивани тест за одређивање 1ПМ, наводи се потисак из чучња, потисак ногама и сл.

Процена брзине развоја јачине мишића опружача у зглобу колена

Разлози употребе тзв. тестова брзине развоја јачине (БРЈ) почивају на чињеницама да је у многим спортским дешавањима време за достизање одговарајућег нивоа јачине ограничено (Кнежевић, и Мирков, 2010; Knezevic et al., 2010). То се односи на способност мишића ногу да јачину развију што је могуће брже. Такав захтев је важан у спринтерским и скакачким дисциплинама, скијашким скоковима, одређеним техникама дизања тегова итд. Време неопходно да мишићи ногу развију јачину при одговарајућим покретима или ставовима у гимнастици износи 245 мс. Трајање контакта са подлогом у спринту је мање од 100ms, док код различитих активности које обухватају скокове оно износи око 300ms (Abernethy et al., 1995).

Као и када је у питању јачина, исто тако се и БРЈ може процењивати у различитим условима - изометријским, изоинерцијалним и изокинетичким.

Најчешће помињани тест за процену БРЈ се назива *коэффициент брзине развоја јачине* или *ниво прираста* јачине (енг. *Rate of force development RFD*). *Ниво прираста јачине* се одређује као максимум првог извода сигнала јачине у времену (Wilson, 1996; Passuke et al., 200; Мирков 2003), или као нагиб криве у датом временском тренутку у односу на почетак развоја јачине (Мирков, 2003 према Агард и сар., 2002).

Процена снаге мишића опружача у зглобу колена

Мишићна снага је важна физичка способност, посебно одговорна за успех брзих кретања (скокови, трчања, убрзања, промене смера, бацања и удараца). За процену снаге мишића опружача у зглобу колена се користе два (општа) приступа. У првом приступу, снага се процењује *директно*, мерењем извршеног рада током извођења

одређених кретања, као што су: вожња бицикла (Вингејт тест), трчање уз степенице (Маргариа тест), или опружања у зглобу колена на изокинетичком динамометру. Такође, на платформи за процену силе се често бележи временска зависност јачине реакције подлоге током вертикалних скокова са променљивим оптерећењем (Rahmani, Viale, Dalleau, & Lacour, 2001; Sleivert, & Taingahue, 2004). У другом приступу снага се процењује индиректно, применом моторичких тестова који подразумевају извођење максимално брзих покрета који садрже скокове (*скок удаљ, троскок, петоскок, скокови увис, серије узастопних скокова, са или без замаха рукама и сл.*), максимално брза трчања, или пак кретања сегмената тела (приликом шута, бацања или удараца).

За остваривање *максималне снаге* коју мишићи ногу из одређеног положаја могу развити неопходно је кориговати оптерећење или брзину извођења. Сматра се да је максимална снага производ оптималне јачине и брзине скраћења мишића. За процену снаге у изоинерцијалним условима, предлог је да то буде при од прилике 30% од максималне брзине скраћења или 30% од изометријске јачине (F_{max}) (Мирков, 2003 према Hill, 1938 and Josephson, 1993). Поједини аутори наводе да оптерећење треба да буде 30-50% од изоинерцијалне јачине (1PM) (Pincivero et al., 2004; Sleivert, & Taingahue, 2004; Seynnes, de Boer, & Nagici, 2007). Поредеши млађе и старије испитанике оба пола, Петрела и сар. (Petrella et al., 2005) су уочили да млађи мушкарци максималну снагу QF постижу на 60%, млађе жене на 50%, старији мушкарци на 40% и старије жене на 60% од МВК. Са друге стране, резултати појединих истраживања су показали да се максимална снага развија при различитом оптерећењу које се креће у интервалу од 15 до 50% од јачине мерене у изометријским условима (Stone, O'Bryant, McCoу, Coglianesi, Lehmkuhl, & Schilling, 2003), односно при оптерећењу од 45% од F_{max} за опружаче у зглобу колена (Seynnes et al., 2007). Ове разлике се приписују различитој дужини мишићних влакана, што чини одређивање максималне снаге тежим, јер је зависна од брзине скраћења мишића које је повезано са дужином влакана. Скорија истраживања Стоуна и сар. (Stone et al., 2003) су показала да су за QF код утренираних спортиста то оптерећења од 40% од изоинерцијалне јачине, односно 10% код почетника.

ФАКТОРИ КОЈИ УТИЧУ НА ИСПОЉАВАЊЕ ЈАЧИНЕ, БРЗИНЕ РАЗВОЈА ЈАЧИНЕ И СНАГЕ МИШИЋА ОПРУЖАЧА У ЗГЛОБУ КОЛЕНА

На резултате тестова моторичких способности, могу утицати бројни фактори (Cabri, 1999; Јарић, и Кукољ, 1996; Wilson, 1996). На испољавање јачине утичу: величина и број активних моторних јединица, фреквенција пражњења мотоневрона, величина попречног пресека мишића, дужина мишића, дужина полуге на којој он делује, величина спољашњег оптерећења, брзина мишићне контракције, стање антагонистичке групе мишића и друго (Јарић, и Кукољ, 1996; Pincivero et al., 2004).

Од свих фактора који су наведени као важни за испољавање јачине, управо је њена зависност од брзине скраћења тј. релација јачина-брзина, од значаја за овај рад. Ова релација је представљена Хиловом једначином, по којој, уколико се мишић брже скраћује, утолико је јачина коју он развија мања од његове изометријске максималне јачине. Како Јарић и Кукољ наводе (према Taylor et al., 1996)), са повећањем брзине опружања у зглобу колена, јачина QF опада, док снага расте и достиже маскимум при 300-400°/s. У прилог томе говори и то да је након тренинга у изокинетичким условима прираст јачине највећи при малим угаоним брзинама (30°/s), док је прираст снаге био највећи при уганој брзини од 240°/s, односно, извођењем покрета неоптерећеном ногом (Andersen et al., 2005; Kadija et al., 2010).

Рахмани и сар. (Rahmani et al., 2001) су пратили релацију јачина-брзина, односно снага-брзина током извођења вежбе потисак из чучња. Релација јачина-брзина је показала „значајно линеарни облик“, што значи да је испољења јачина расла са повећањем оптерећења, при чему је F_{max} достигнут при углу у зглобу колена од 110 степени, што је генерално у сагласности са налазима ранијих истраживања у којима је ова релација праћена у вишезглобним покретима или током вожње бицикла. За разлику од јачине, релација снага-брзина је представљена функцијом полинома другог реда, при чему је крива која описује ту зависност имала само узлазни облик, указујући на то да P_{max} и V_{max} нису достигнути. Овакви резултати потврђују да са

повећањем оптерећења долази до опадања снаге овог мишића, као и да су за достизање максимума неопходна интеракција оптималне брзине скраћења и оптималног оптерећења. Сходно томе је утицај тренинга са оптерећењем на облик криве која описује релацију јачина-брзина повезан са оптерећењима која се користе, и брзином извођења покрета.

Из претходних релација видимо да је оптерећење један од кључних фактора од којих зависи брзина покрета, а тиме и испољена јачина, односно снага. Рахмани и сар. (Rahmani et al., 2001) су спекулисали да QF своје максималне способности испољава при оптерећењима блиским сопственој маси тела или пак нижим (у растерећењу). Таква претпоставка је врло блиска *хипотези максималног динамичког излаза* (МДИ) Јарића и Марковића (Jarić, & Marković, 2009), по којој су мишићи ногу физички активних особа углавном дизајнирани да свој МДИ испоље у брзим покретима/кретањима, као што су скокови и трчања, у којима се као оптерећење савладава тежина и инерција сопственог тела.

Поред односа јачине и брзине контракције, на испољавање максималне јачине, као што се на основу претходно наведеног у вези архитектуре мишића могло видети, утиче и дужина мишића. Због тога је за тестирања, посебно изометријска, важно познавање величине угла у коме се очекује испољавање максималне јачине. За овај мишић се наводи да угао у коме он остварује максимални момент јачине варира између 110° и 130° (Rahmani et al., 2001; Knezevic et al., 2010). Хакинен и сар. (Häkkinen et al., 1998) показали су да се током једнозглобних покрета опружања у зглобу колена, јачина QF повећава све до угла од 120° , када достиже свој максимум, без обзира на величину оптерећења које се савладава. Поредити максималну изометријску јачину и БРЈ при угловима од 90° , односно 120° са висином скока, Маркора и Милер (Marcora, & Miller 2000), су уочили да постоје значајне разлике у F_{max} и БРЈ између два примењена угла, те да резултати при већем углу значајно корелирају са висином скока, док та повезаност између оних који су остварени при 90° и висине скока није била значајна. И поред тога што је начелно утврђена зависност јачине од угла у зглобу тј. дужине мишића, у стручној литератури не постоји довољно података о томе како се са променом угла у коме се врши процена

мења БРЈ. С обзиром да испољавање максималне јачине, односно снаге, зависи од специфичности тренажних услова, требало би их процењивати у условима који су слични тренажним или такмичарским.

На релацију јачина-дужина, а тиме потенцијално и на резултате тестова за процену јачине и снаге могу утицати и вежбе растезања мишића. Према Мареку и сар. (Marek et al., 2005), одређени број студија наводи да растезање пре вежбања, односно тестирања, може привремено умањити способност мишића да развије јачину. Таква појава може бити од користи у рехабилитацији, али не и приликом тестирања, јер добијени резултати не би били поуздани и ваљани за каснију препоруку тренинга или програма опоравка. Налази студија које се тичу утицаја вежби растезања на резултате тестова за процену јачине и снаге QF су различити, али је генерално заступљен став да статичко растезање утиче на смањење максималног момента јачине целокупног мишића (о утицају на максималну снагу постоје супротстављена мишљења), док растезање методом проприоцептивне неуромишићне фацитације (ПНФ) нема таквог ефекта (Marek et al., 2005; Baechle, 2007).

Резултати истраживања указују да статичко и балистичко растезање утичу на смањење момента мишићне јачине и 1RM-а свих испитиваних мишића па и мишића опружача у зглобу колена, што делимично може бити последица смањене мишићне активације (Nellson, & Kokkonen, 2001, Marek et al., 2005). Применом електромиографије могуће је појединачно испитати утицај ових вежби на ниво активности мишићних глава QF, па је уочено смањења F_{max} након растезања без промена у нивоу активације. Међутим, има и навода да су и статичко и ПНФ растезање утицали на смањење јачине и снаге, као и на смањење ЕМГ амплитуде VL и RF током максималних концентричних изокинетичких контракција при брзинама од 60 и $300^\circ/s$ (Marek et al., 2005), наговештавајући да утицај ових вежби није зависан од брзине. Поређењем средњих вредности амплитуда ЕМГ-а, уочено је да је активности RF осетљивија на растезање, него што је то случај са VL.

УТИЦАЈ ТРЕНИНГА СА ОПТЕРЕЋЕЊЕМ НА ЈАЧИНУ И СНАГУ МИШИЋА ОПРУЖАЧА У ЗГЛОБУ КОЛЕНА

Тренинг са оптерећењем је уобичајени део тренинга спортиста, мада је све заступљенији и у рекреативним активностима. Бројне студије су се бавиле проценом утицаја тренинга са оптерећењем, али и накнадног мировања на функцију QF, односно зависност јачине и снаге од брзине. Поред интересовања за праћење утицаја оваквог тренинга на способности спортиста, последњих година, велика пажња је усмерена и ка старијој популацији и проучавању величине и брзине напретка, промена на молекуларном нивоу, али и побољшању квалитета живота (Häkkinen et al., 2001; Thom, Morse, Birch, & Narici. 2007).

Локални тренинг са оптерећењем усмерен на развој јачине и снаге QF, подстиче хипертрофију и повећање попречног пресека мишића од 8-13% у зависности од старости испитаника, прираст максималне изометријске јачине, 1RM-а, повећање јачине мерене у изокинетичким условима (од 10-18% у зависности од угаоне брзине при којој је вршена процена), као и промене у амплитуди ЕМГ активности, посебно када су mm.vastii у питању (Naricci et al., 1989, Andersen et al., 2005; Häkkinen et al., 1998; Häkkinen et al., 2001; Pincivero et al., 2004). Временски образац почетка хипертрофије мишићних глава QF није уједначен. Поред хетерохроности, показано је да се овај процес код mm.vastii дешава различитом брзином у односу на RF, као и то да не постоји уједначеност по питању локације унутар мишића, већ да на тренажне подстицаје брже реагују дистални делови мишића (Pincivero et al., 2004; Seynness et al., 2007).

Ултразвуком уочене промене у архитектури мишића под утицајем тренинга указују да без обзира на режим рада (концентрични или ексцентрични), већ након 5 недеља вежбања долази до повећања дужине и угла припајања влакана у VL, док код VM нису забележена значајне промене (Blazevich et al., 2007). Поред ултразвучног праћења попречног пресека и структуре мишића, промене је могуће уочити и помоћу ЕМГ-а. Налази ранијих студија указују да процес хипертрофије почиње истовремено са почетком тренинга, али да се “изненадни”

појачани прираст дешава тек након пар недеља тренинга (Seynness et al., 2007). Наричи и сар. (Naricci et al., 1989) су повећану активност VL уочили 8 недеља након почетка тренинга, док су Хакинен и сар. (Häkkinen et al., 1998) исту појаву регистровали 10 недеља од почетка вежбања. Међутим, Пинциверо и сар. (Pincivero et al., 2004), сматрају да се услед повећања могућности за развијање јачине може очекивати да ће за достизање истог нивоа максималне јачине као пре тренинга, бити потребан нижи ниво мишићне активације. То потврђују њихови резултати, који указују да је на почетку изометријске контракције QF, уочена смањена активност VM, али не и VL, што су аутори покушали да објасне неуромишићним адаптацијама услед тренинга.

Истраживања експлозивне јачине, односно БРЈ, дала су контрадикторне резултате. У једној студији Хакинена, Крамера, Њутна и Алена (Häkkinen, Kraemer, Newton and Alen, 2001) тренинг је допринео значајном побољшању ове способности, док је у другој ниво БРЈ остао исти као и на претесту (Häkkinen et al., 1998). Тренинг посебно доводи до повећања јачине при спорим покретима, док код покрета опружања у зглобу колена без оптерећења не утиче на посматране карактеристике. Ипак, налази студија се не смеју уопштавати, с обзиром да специфичност тренажних утицаја, посебно уколико се примењује тренинг у изокинетичком режиму при различитим угаоним брзинама. У прилог томе говори и то да сензоримоторни тренинг који су примени Грубер и Голхофер (Gruber, & Gollhofer 2004) није довео до промена у изометријској F_{max} потиска ногама, али јесте у БРЈ, при чему се ЕМГ активност VM и VL значајно разликовала у односу на ниво пре тренинга, што указује на промене у неуралној компоненти.

Са друге стране, потпуни престанак вежбања такође доводи до бројних промена у функцији мишића: смањења максималне јачине и враћања на ниво пре тренинга, величине мишића, и промене у неуралној контроли (Naricci et al., 1989; Naricci et al., 1996; Häkkinen et al., 1998; Häkkinen et al., 2001). Поред тога, промене су уочене и у композицији мишићних влакана (Naricci et al., 1989; Häkkinen et al., 2001; Andersen et al. 2005). Међутим, способност развоја максималне снаге се или смањила (Naricci et al., 1989; Naricci et al., 1996), или пак повећала, али само

при извођењу покрета без спољњег оптерећења, што је објашњено као последица прираста БРЈ у чијој основи је повећана брзина контракције (Andersen et al. 2005). Торстенсон и сар. (према наводима Andersen et al. 2005) су добили значајне корелације између процента мишићних влакана типа II и максималне брзине опружања у зглобу колена, што додатно говори у прилог о могућности испољавања велике снаге у условима занемарљивог спољашњег оптерећења.

УТИЦАЈ БИОЛОШКЕ СТАРОСТИ НА ЈАЧИНУ И СНАГУ МИШИЋА ОПРУЖАЧА У ЗГЛОБУ КОЛЕНА

Раније је наведено да је јачина, а посебно снага, важан чинилац у спорту и свакодневним активностима, као што су ходање, пењање уз степенице, устајање са столице и сл. Са растом и развојем, услед повећања мишићне масе, долази до прираста ових способности, све до друге половине двадесетих за жене, односно тридесетих за мушкарце када снага почиње да опада, док се слабљење јачине појављује крајем пете деценије живота (Јарић, и Кукољ, 1996). Код млађих испитаника, а посебно деце током сензитивних периода развоја и пубертета, услед нарушености унутар- и међумишићне координације постоји могућност неискоришћења свих потенцијала који би омогућили испољавање максималне јачине, односно снаге. Пасуке-а и сар. (Paasuke et al., 2001) су поредили тестове за процену јачине, снаге и БРЈ код пре- и постпубертетских дечака. Њихови налази указују на разлике између резултата у свим примењеним тестовима у корист старијих дечака, при чему наводе индикацију да при скоковима ни једни ни други нису у могућности да искористе позитивне ефекте циклуса издужење-скраћење.

Губитак/оподање снаге који се дешава услед старења може повећати ризик од падова и повређивања. Према Петрели и сар. (Petrella et al., 2005), саркопенија, која је повезана са старењем, води ка убрзаном смањењу мишићне масе и јачине (1-2% годишње), посебно након пете деценије живота (Јарић, и Кукољ, 1996; Petrella et al., 2005), па старије особе махом имају слабије резултате у билатералној јачини опружања (Izquierdo et al., 1999), потиску ногама (Izquierdo et al., 1999; Häkkinen et al., 2001; Petrella et al.,

2005; Thom et al. 2005), висини, односно дужини скока. Поред смањене способности развијања максималне јачине, слабе и капацитети за експлозивно развијање јачине, и то у већем проценту него што је то случај са самом силом (Izquierdo et al., 1999).

Релација јачина-брзина посебно је погођена старењем. Пад мишићне снаге је израженији него јачине (3-4% наспрам 1-2% годишње). Опадање специфичне снаге (нормализоване у односу на мишићну масу или пак величину мишића), може бити услед, поступног одумирања α -моторних неурона брзих моторних јединица што условљава трансформацију брзих влакана у спора (Јарић, и Кукољ, 1996), и са тиме повезаног слабљења максималне контрактилне брзине. Слабљење способности да се развије што већи момент јачине је, како Том и сар. (Thom et al., 2007) сматрају, повезано и са режимом рада мишића. Јачина концентричне и изометријске контракције са годинама значајно слаби, док код ексцентричне остаје очувана. До слабљења јачине у изометријском режиму долази пре свега због смањења попречног пресека мишића услед атрофије, што је одраз губитка паралелно везаних саркомера. Посебно се наводи да се разлика између младих и старијих у моменту јачине концентричне контракције повећава са повећањем брзине скраћења, због присутног губитка паралелно и серијски везаних саркомера (Thom et al., 2007). Значајне разлике у снази су присутне и након нормализације резултата у односу на безмасну компоненту масе натколенице.

Поред јачине и снаге, важна компонента је и мишићна издржљивост, која се обично дефинише као губитак јачине током поновљених или узастопних активација. QF, али и други мишићи, нису показали зависност мишићне издржљивости од година старости (Petrella et al., 2005; Petrella et al., 2007). Међутим, године старости имају значајан утицај на мишићну издржљивост током поновљених покрета опружања у зглобу колена, али не и приликом устајања са столице (затворени кинетички ланац) (Petrella et al., 2005). Код старијих особа се при опружању замор јавља због опадања брзине концентричне контракције. ЕМГ анализе показују да је старијима потребан већи проценат од максималне вољне активације мишића при устајању са столице (концентрични режим), док је при седању (ексцентрични режим) пол игра значајну улогу у смислу да жене морају

имати већу активацију како би покрет извеле контролисано (Petrella et al., 2005).

Поред наведених фактора, на испољавање јачине и снаге QF велики утицај има и стање антагонистичке групе мишића. Тако нпр. код старијих испитаника (65+) мишићи задње ложе бута су имали значајно већу активацију у односу на ниво који је био присутан код испитаника средњег доба (40 година) (Izquierdo et al., 1999). Висок ниво активности антагонистичке групе мишића може ограничавати потпуну ефикасност покрета у зависности од типа контракције, услова тестирања, брзине и ритма извођења задатака, посебно уколико се ради са старијим испитаницима.

ЗАКЉУЧАК

У проучавању неуромишићне функције, услед специфичности која произилази из њихових анатомских карактеристика, али и значајне улоге коју имају у кретању, као мишићи од интереса у великој мери су заступљени мишићи опружачи у зглобу колена. С обзиром да га чине 4 засебна мишића, варијабилност њихових анатомских карактеристика утиче да њихов допринос у испољавању јачине и снаге зависи од врсте кретања које се изводи (па због тога тренинг има различит утицај на механичке и неуралне карактеристике сваког од њих посебно).

Максимална јачина коју испољава QF је, без обзира на режим рада, основна величина која утиче на његову снагу, и то у „хијерархијском маниру“. Могло се приметити да је утицај јачине све мањи како се спољашње оптерећење смањује, све до момента када други чиниоци, попут БРЈ (посебно почетна и максимална БРЈ) постану важнији (Stone et al., 2003; Slievert et al., 2004). Из тога произилази да би максимална јачина имала

највећи утицај на максималну снагу при великим оптерећењима, док би у мањем степену утицала при малим оптерећењима. Међутим, јачина QF утиче на испољавање његове снаге при различитим нивоима оптерећења и различитим брзинама скраћења мишића. Иако су ове две способности, релативно независне, снага овог мишића је ипак условљена његовом максималном силом. Промене под утицајем тренинга или биолошке старости различито се манифестују на морфолошке, физиолошке и неуралне карактеристике мишића, а тиме и на промене у јачини и снази. Та релативна независност, али и међусобна условљеност утиче на то да је степен повезаности између резултата тестова за процену јачине и снаге различит, и да поред утицаја различитих фактора и релација, зависи и од метода њихове процене.

Разумевање проблематике у вези са јачином и снагом као способностима које су од велике важности за свакодневни живот, значајно је и за праксу, посебно спорт и рехабилитацију. Побољшање перформанси у спортским дисциплинама у којима су јачина и снага мишића ногу детерминанте успешности, али и опоравак након повреда су у великој мери зависни од резултата истраживања функције овог мишића. Такође, одговарајући однос јачине између мишића опружача и прегибача значајан је за стабилност зглоба колена, тако да неуравнотеженост између ове две мишићне групе може бити фактор ризика за настајање повреда.

Дакле, познавање основних карактеристика јачине и снаге омогућава лакше тумачење резултата тестова којима се врши процена неуромишићне функције након тренинга и током периода рехабилитације. Поред тога, праћење промена у јачини и снази доприноси јаснијем разумевању ефеката вежбања, али и механизма настајања повреда, чиме се отварају могућности да се одговарајућим тренингом делује превентивно и спрече нежеље појаве.

ЛИТЕРАТУРА

1. Abernethy, P., Wilson, G., & Logan, P. (1995). Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges. *Sports Medicine*, 19(6), 401-417.
2. Andersen, L. L., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Suetta, C., Madsen, J. L., Christensen, L. R., et al. (2005). Changes in the human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent detraining. *Journal of Applied Physiology*, 99(1), 87-94.
3. Baechle, T. R. (2007). *Essentials of Strength Training and Conditioning*. Champaign, IL: Human Kinetics.
4. Blazeovich, A. J., Cannavan, D., Coleman, D. R., & Horne, S. (2007). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology*, 103(5), 1565-1575.
5. Blazeovich, A. J., Gill, N. D., & Zhou, S. (2006). Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *Journal of Anatomy*, 209(3), 289-310.
6. Cabri, J. M. (1991). Isokinetic strength aspects in human joints and muscles. *Appl Ergon*, 22(5), 299-302.
7. Gruber, M., & Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *European Journal of Applied Physiology*, 92(1-2), 98-105.
8. Hakkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Malkia, E., et al. (1998). Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*, 84(4), 1341-1349.
9. Hakkinen, K., Kraemer, W. J., Newton, R. U., & Alen, M. (2001). Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, 171(1), 51-62.
10. Hakkinen, K., Newton, R. U., Gordon, S. E., McCormick, M., Volek, J. S., Nindl, B. C., et al. (1998). Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53(6), B415-423.
11. Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L., & Hakkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology*, 79(3), 260-267.
12. Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., Garraes, M., Zuniga, A., Anton, A., et al. (1999). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiologica Scandinavica*, 167(1), 57-68.
13. Jaric, S., & Markovic, G. (2009). Leg muscles design: the maximum dynamic output hypothesis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(4), 780-787.
14. Јарић, С., и Кукољ, М. (1996). Сила (јачина) и снага у покретима човека *Физичка култура*, 50(1-2), 15-28.
15. Kadija, M., Knezevic, O., Milovanovic, D., Bumbasirevic, M., & Mirkov, D. (2010). Effect of isokinetic dynamometer velocity on muscle strength deficit in elite athletes after ACL reconstruction. *Medicina dello sport (in press)*.
16. Кнежевић, О. & Мирков, Д.М. (2010). Процена неуромишићне функције спортиста. Књига апстраката *Четврти конгрес медицине спорта и спортских наука Србије* (стр. 206-218). Београд.
17. Кнежевић, О., Паžин, Н., Кадја, М., Миловановић, Д., & Мирков, Д. М. (2010). Prediction of optimal isometric hamstring to quadriceps ratio. *Proceedings of 7th International Conference on Strength Training*. (pp. 165-166). Bratislava: Faculty of Physical Education and Sport.
18. Кнежевић, О., Паžин, Н., Планић, Н., & Мирков, Д. М. (2010). Effect of different joint angles on the knee flexor and extensor rate of force development during maximal isometric contrac-

- tion. Proceedings of 7th International Conference on Strength Training. (pp. 165-166). Bratislava: Faculty of Physical Education and Sport.
19. Marcora, S., & Miller, M. K. (2000). The effect of knee angle on the external validity of isometric measures of lower body neuromuscular function. *Journal of Sports Science*, 18(5), 313-319.
 20. Marek, S. M., Cramer, J. T., Fincher, A. L., Massey, L. L., Dangelmaier, S. M., Purkayastha, S., et al. (2005). Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *Journal of Athletic Training*, 40(2), 94-103.
 21. Мирков, Д.М. (2003). Улога мишићне јачине у кинематичкој шеми покрета. (Докторска дисертација). Београд: Универзитет у Београду.
 22. Narici, M. V., Hoppeler, H., Kayser, B., Landoni, L., Claassen, H., Gavardi, C., et al. (1996). Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiologica Scandinavica*, 157(2), 175-186.
 23. Narici, M. V., Roi, G. S., Landoni, L., Minetti, A. E., & Cerretelli, P. (1989). Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology*, 59(4), 310-319.
 24. Nelson, A. G., & Kokkonen, J. (2001). Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 72(4), 415-419.
 25. Paasuke, M., Ereline, J., & Gapeyeva, H. (2001). Knee extension strength and vertical jumping performance in nordic combined athletes. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 41(3), 354-361.
 26. Petrella, J. K., Kim, J. S., Tuggle, S. C., & Bammann, M. M. (2007). Contributions of force and velocity to improved power with progressive resistance training in young and older adults. *European Journal of Applied Physiology*, 99(4), 343-351.
 27. Petrella, J. K., Kim, J. S., Tuggle, S. C., Hall, S. R., & Bammann, M. M. (2005). Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *Journal of Applied Physiology*, 98(1), 211-220.
 28. Pincivero, D. M., Campy, R. M., & Karunakara, R. G. (2004). The effects of rest interval and resistance training on quadriceps femoris muscle. Part II: EMG and perceived exertion. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 44(3), 224-232.
 29. Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., & Lacour, J. R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84(3), 227-232.
 30. Seynnes, O. R., de Boer, M., & Narici, M. V. (2007). Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 102(1), 368-373.
 31. Sleivert, G., & Taingahue, M. (2004). The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1), 46-52.
 32. Stone, M. H., O'Bryant, H. S., McCoy, L., Coglianese, R., Lehmkuhl, M., & Schilling, B. (2003). Power and maximum strength relationships during performance of dynamic and static weighted jumps. *Journal of Strength & Condition Researches*, 17(1), 140-147.
 33. Thom, J. M., Morse, C. I., Birch, K. M., & Narici, M. V. (2007). Influence of muscle architecture on the torque and power-velocity characteristics of young and elderly men. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 613-619.
 34. Wilson, G. J., Murphy, A.J. (1996). The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports Medicine*, 22(1), 19-37.
 35. Zhang, L. Q., Wang, G., Nuber, G. W., Press, J. M., & Koh, J. L. (2003). In vivo load sharing among the quadriceps components. *Journal of Orthopaedic Research*, 21(3), 565-571.

Примљен: 12.1.2011.
Прихваћен: 18.4.2011.

Olivera Knežević
Dragan Mirkov

796.012.11:616.728.3
Review paper

University of Belgrade, Faculty of Sport and Physical Education

STRENGTH AND POWER OF KNEE EXTENSOR MUSCLES

Abstract

In the studies of human neuromuscular function, the function of leg muscles has been most often measured, particularly the function of the knee extensors. Therefore, this review will be focused on knee extensors, methods for assessment of its function, the interdependence of strength and power, relations that describe these two abilities and the influence of various factors on their production (resistance training, stretching, movement tasks, age, etc.). Given that it consists of four separate muscles, the variability of their anatomical characteristics affects their participation in strength and power production, depending on the type of movement and motion that is performed. Since KE is active in a variety of activities it must be able to generate great strength in a large and diverse range of muscle lengths and high shortening velocities, in respect to different patterns of strength production, and thus different generation capacities within the muscle (Blazevich et al., 2006). It has been speculated that KE exerts its P_{max} at workloads close to subject's own body weight or lower (Rahmani et al., 2001), which is very close to the maximum dynamic output hypothesis (MDI) of Jaric and Markovic (2009). Changes under the influence of resistance training or biological age are variously manifested in muscle's morphological, physiological and neural characteristics, and thus in strength and power. Understanding the issues related to strength and power as abilities of great importance for daily activities, is also important for sports and rehabilitation. Performances improvement in sports in which leg muscles strength and power are crucial, as well as recovery after the injuries, are largely dependent on the research results regarding KE function. Also, the appropriate strength balance between knee flexors and extensors is important for the knee joint stability, so that the presence of imbalance between these two muscle groups might be a risk factor for the occurrence of injuries.

Key words: MUSCLE STRUCTURE / MUSCLE ARCHITECTURE / NEUROMUSCULAR FUNCTION ASSESSMENT / STRENGTH TRAINING

INTRODUCTION

The motor abilities such as strength, power and their manifestations through functional tasks have an important role in daily activities, sports and related areas - sports medicine, physical education, physical therapy, rehabilitation, ergonomics (Wilson, 1996; Kadija, Knezevic, Milovanovic, Bumbasirevic, & Mirkov, 2010; Knezevic, & Mirkov, 2010). The research of neuromuscular function based on evaluation of force (strength) and power parameters has been the subject of numerous research studies. Nevertheless, there are a number of terminological prob-

lems related to the precise definition of certain terms used in this area. Therefore, basic terms used in this paper should be defined firstly.

The expression of muscular strength is a fundamental property of human performance. It could be defined as maximal force (F_{max}) exerted during the maximal voluntary contraction (MVC) under given conditions (Abernethy, Wilson, & Logan, 1995). Describing the same property, Jaric and Kukolj (1996) have used the term strength, defining it as a muscle's ability to generate maximal force under isometric

conditions, or against large external loads at low shortening velocities. As this term has been widely accepted in the professional community, it will be used in the following text. Contrary, term force will be used to quantify the consequence of exerted muscular activity.

In some sports the speed at which force is developed (e.g. explosive strength) is of importance and it should be considered as an important functional property of the muscles (Mirkov, 2003; Andersen, et al., 2005; Knezevic, & Mirkov, 2010). Various terms are used to describe this ability, but for the purposes of this paper, Explosive Force Production (EFP) will be used.

In contrast to strength and EFP, power is a muscle's ability to generate relatively large forces against small external loads at high shortening velocities (Jaric, & Kukolj, 1996). Power (P) is defined as amount of work (A) performed during a period of time (t), $A=F/t$, or as the product of force (F) and velocity (V), $P=F \times v$.

In the studies of human neuromuscular function, the function of leg muscles has been most often measured, particularly the function of the knee extensors. The vital role that knee extensors (KE) have in motion and their pronounced anti-gravity effect are some of the reasons why its function is the subject of research in sport and many other sciences.

Therefore, the topic of this paper will not be the muscle strength and power in general, but it will be more focused on knee extensors, methods for assessment of its function, the interdependence of strength and power, relations that describe these two skills and the influence of various factors on their production (resistance training, stretching, movement tasks, age, etc.).

INFLUENCE OF ANATOMICAL FACTORS ON KNEE EXTENSORS STRENGTH AND POWER

The muscle strength depends on a variety of factors: biochemical, histological, biological, anatomical kinematics, etc. (Jaric, & Kukolj, 1996; Pincivero, Campy, & Karunakara., 2004). Anatomical factors relate to the structure, cross-sectional area and muscle architecture.

Given that knee extensor consists of four relatively distinct muscles (*m.rectus femoris* RF, *m.vastus*

lateralis VL, *m.vastus medialis* VM, *m.vastus intermedius* VI) it is expected their structure to be different, but even the structure of the same muscles in different individuals is variable. The average structure of RF consists of approximately 45% of slow twitch fibers (ST) and 55% of fast twitch fibers (FT), while the proportion of FT fibers in the VL ranges from 35 to 60% (Jaric, & Kukolj, 1996; Blazevich, Gill, & Zhou, 2006; Blazevich, Cannavan, Coleman, & Horne, 2007).

The cross-sectional area (CSA) has a significant influence on muscle's function, particularly on maximal isometric strength production. Knee extensors cross-sectional area differs between athletes trained in strength and untrained individuals, or those who are trained in endurance (Paasuke, Erelina, & Gapeyeva, 2001). However, even though there is no difference in relative strength of this muscle (expressed per unit of CSA) between athletes trained in strength and athletes trained in endurance, the former ones can generate greater strength at higher shortening velocities. Because of this difference between these two categories of athletes gets larger in the favour of the first group, and directly follows that they can also generate greater power (Jaric, & Kukolj, 1996; Paasuke et al., 2001). This stands for athletes, however, in several studies significant differences in relative strength were obtained between genders and between individuals of different age (Jaric, & Kukolj, 1996; Petrella, Kim, Tuggle, Hall, & Bamman, 2005). Izquierdo et al. (1999) found that muscle's CSA significantly correlates with maximal isometric force (F_{max}), 1 repetition maximum (1RM) in squat and 1RM of leg extension in people at the age of 65, but not in those who were 40 years old. However, the interpretation and comparison of the results of different studies is difficult to a certain extent because of different methodologies applied. This, in addition to the applied tests, also refers to the methods used to normalize results of strength tests. Normalization of KE's strength relative to the thigh lean body mass reduces the difference between younger and older subjects in the leg press and squat, but not in leg extension (Petrella et al., 2005).

The strength and power, as noted earlier, can be significantly affected by muscle's architecture (Zhang, Wang, Nuber, Press, & Koh., 2003; Blazevich et al., 2006, Blazevich et al., 2007), i.e. relationship between muscle fiber length and CSA. Fiber

length has a significant impact on the range of motion that muscles can perform, on maximal shortening velocity and on the force-length relation.

Since KE is active in a variety of activities (walking, running, jumping, lifting, etc.) it must be able to generate great strength in a large and diverse range of muscle lengths, but also at high shortening velocities. In addition to this, the large variability of physical activity may require different patterns of strength production, and thus different generation capacities within the muscle (Blazevich et al., 2006). Muscle fibers length, muscle fiber pennation angles and muscle density can be directly estimated from the image using 2D and 3D ultrasound. (Izquierdo et al., 1999).

According to Blazevich et al. (2007) density of RF and VL reduces and density of VM increases in the proximal-distal direction, while the VI's density is variable. The same pattern within these muscles is present when it comes to fiber pennation angles (Izquierdo et al., 1999; Blazevich et al., 2006). Based on previous, we could assume that the VM, VL and RF are similar to each other, while VI is structurally different with different potentials for strength production, and therefore probably has a different role in movement pattern. It is believed that muscle density and fiber pennation angles in VM best correlate with the architecture of whole knee extensor muscle (Blazevich et al., 2006), although this should not be generalized because the obtained results may depend on location where the sample was taken and on the methods used to assess muscle's anatomical characteristics. Based on published data, it is expected men, compared to women, to have a higher KE density, the correlation between muscle density and fiber pennation angle to be positive and the pennation angle and fiber length to have weaker negative correlation (Narici, Roi, Landoni, Minetti, & Cerretelli, 1989; Häkkinen et al., 1998, Blazevich et al., 2006; Blazevich et al., 2007).

The research on the influence of knee extensor's muscle parts architecture on strength and power production indicates that individual contribution of each of its parts to the maximal isometric torque changes with the increase in contraction strength, so that the overall proportion of VI reduces, while of VL, VM and RF increases (Zhang et al., 2003). Similarly, studies involving EMG analysis showed a specific change in the activation level of each muscle

part with the change in strength intensity level, joint angle (total muscle length), shortening velocity or contraction type (Naricci et al., 1996; Häkkinen et al., 2001, Pincivero et al., 2004). Such findings could possibly be explained through presence of variability in architecture of individual KE's muscle parts.

ASSESSMENT OF STRENGTH, POWER AND EXPLOSIVE FORCE PRODUCTION

Different types of tests (performed in standardized conditions) are used for strength, power and EPF assessment. These tests are used to evaluate different functional properties of muscle, to obtain normative values for different groups of subjects, for selection in sports, evaluation of training or rehabilitation procedures, injury prevention, and evaluation of success capacities in sport or at workplace (Willson, 1996; Mirkov, 2003; Knezevic, & Mirkov, 2010).

Methods for Knee Extensor's Strength Evaluation

Two different methods are used for strength assessment: direct and indirect, with direct methods based on use of different types of dynamometry where in the certain contraction mode (isometric, isoinertial or isokinetic) appropriate force is exerted against maximal loads (Abernethy et al., 1995).

The isometric strength assessment is based on a measurement of maximal force (F_{max}) exerted during maximal voluntary contraction (MVC) (against external load), in a specific knee (or other) joint angle. Selection of joint angle is very important because it can largely influence external validity of isometric strength tests (Markora, & Miller, 2000; Knežević, Pažin, Kadija, Milovanović, & Mirkov, 2010). You can read more about the influence of knee joint angle to strength production in the chapter which deals with knee extensor's force-length relation.

The isokinetic strength assessment is based on measurement of muscle torque and power in a specific range of motion with constant angular velocity, whereby it is possible to monitor various relations: angular velocity-joint angle; power-angular velocity and torque-joint angle (Kadija et al., 2010; Knežević, Pažin, Planić, & Mirkov, 2010). Depending on the

selected testing protocol and by the selection of contraction combinations it is possible to estimate muscle strength and power in concentric-eccentric or eccentric-concentric mode, within various ranges of motion and angular velocities (from 15-300°/s).

The isoinertial strength assessment involves exertion of concentric, eccentric or concentric/eccentric contractions against constant external load. Unlike isometric strength tests, this type of strength assessment enables activation of stretch shortening cycle SSC (due to the presence of eccentric and concentric contractions), which is integral part of most athletic activities such as sprinting, jumping, hopping etc. (Abernethy et al., 1995; Wilson, 1996).

The muscle strength can also be indirectly estimated. Various equations, based on number of repetitions made against lighter external loads, are used to predict 1RM (Mirkov, 2003; Baechle, 2007). These formulas are based on the assumption that number of repetitions against loads lighter than a maximal (some % of 1RM) does not change under training. Squat and leg press are tests which are most commonly used to assess knee extensors 1RM.

Assessment of Explosive Force Production of Knee Extensors Muscles

The reason for evaluation of explosive force production comes from the fact that time to generate a certain level of force is limited in many sports. (Knezevic, & Mirkov, 2010; Knezevic et al., 2010). This implies to leg muscles' ability to produce strength as fast as possible. Such a demand is very important in sprinting and jumping, ski jumps, weight lifting etc. In artistic gymnastic, during movements and positions, it takes 245ms for leg muscles to generate strength. In sprinting, ground contact lasts less than 100ms, while in various activities that include jumping it takes them about 300ms to produce strength (Abernethy et al., 1995).

Just like strength, EFP can be also estimated under different conditions: isometric, isoinertial and isokinetic. The most often used EFP test is called Rate of Force Development (RFD). Rate of Force Development represents a maximum slope of the force-time curve (Wilson, 1996; Passuke et al., 2001; Mirkov, 2003), but sometimes also the slope after

a fixed time following the initiation of contraction (Mirkov, 2003 according to Aagaard et al, 2002).

Power assessment

The muscle power is very important physical ability, particularly responsible for the successful performance of rapid movements (jumping, running, accelerations, direction change, throwing, kicking, etc.) Two general approaches are used for the muscle power assessment. In the first approach, KE's muscle power is directly estimated by measurement of Work (A) performed during the execution of certain movement, such as cycling (Wingate test), staircase running (Margaria test) or leg extensions on isokinetic dynamometer. Also, force plates are often used for time recordings of dependence of ground reaction force during vertical jumps with variable loads (Rahmani, Viale, Dalleau, & Lacour, 2001; Sleivert, & Taingahue, 2004). In another approach, power is estimated indirectly, with physical ability tests which include execution of rapid movements such as jumping (standing broad jump, triple jump, squat, series of continuous jumps, countermovement jump etc.), sprinting, or movements of extremities during throwing, kicking or hitting).

The external load and movement velocity need to be adjusted in order to enable leg muscles to produce maximal power in selected joint position. It is considered that maximal power is a product of optimal strength and optimal shortening velocity. For isoinertial power assessment, general recommendation is that optimal load should be 30% of maximal isometric strength and velocity $30\%V_{max}$ (Mirkov, 2003 according to Hill, 1938 and Josephson, 1993). Other researchers quote that load should be 30-50% from maximal isoinertial strength (1RM) (Pincivero et al., 2004; Sleivert, & Taingahue, 2004; Seynnes, de Boer, & Narici, 2007). Comparing younger and older subjects of both genders, Petrella et al. (2005) found that KE of younger males generate maximal power at loads of 60%MVC, in younger females at 50% MVC, in older males at 40%MVC and in older females at 60%MVC. Other findings, on the other hand, showed that P_{max} could be produced under loads that ranges from 15 to 50% of maximal isometric strength (Stone, O'Bryant, McCoy, Coglianesi, Lehmkuhl, & Schilling, 2003), and that KE generates it against loads of $45\%F_{max}$ (Seynnes et al., 2007). Re-

cent research of Stone et al. (2003) has shown that KE of trained athletes generate P_{max} at loads of 40%1RM while in the beginners it is at 10%1RM. These differences could be attributed to different muscle lengths, which make maximal power assessment difficult, because it is dependent on shortening velocity that is associated with fiber length.

FACTORS AFFECTING KNEE EXTENSOR'S STRENGTH, EPF AND POWER

The motor ability test results may be affected by numerous factors (Cabri, 1999; Jaric, & Kukolj, 1996; Wilson, 1996). Strength production depends on number and size of activated motor units, motor neuron discharge rate, CSA, muscle length, muscle moment arm, external load, shortening velocity, antagonistic muscle groups etc. (Jaric, & Kukolj, 1996; Pincivero et al., 2004).

Of all the factors listed as important, it is strength's dependency on shortening velocity (e.g. force-velocity relation $F-V$) that is of particular importance for this paper. This relation is represented by Hill's equation according to which if muscle shortens faster, than the strength it generates will be lower than its isometric strength. As Jaric and Kukolj state (by Taylor et al. 1996) increase in shortening velocity results in reduction of KE's strength, while power increases and it reaches maximum at angular velocities of 300-400°/s. This is supported with findings that training in isokinetic conditions at low angular velocities (30°/s) provided largest gains in strength, while the increase in power was greatest at angular velocity of 240°/s, i.e. while performing knee extensions without external load (Andersen et al., 2005; Kadija et al., 2010).

Rahmani et al. (2001) have studied $F-v$ and power-velocity ($P-v$) relations during the squat. $F-v$ relation showed "a significant linear shape", which means that strength increased along with load increase, with F_{max} generated at knee angle of 110°, which is generally in accordance with the previous findings where this relations were observed during multi joint movements or cycling. Unlike strength, $P-v$ relation was represented by second order polynomial function, and the curve describing this dependence had only ascending part, suggesting that

P_{max} and v_{max} were not reached. These results confirm that increase in workload leads to decline in muscle power and optimal interaction between shortening velocity and workload is necessary in order to generate P_{max} . Obviously, the effect of resistance training on the shape of the $F-v$ curve is associated with used load sizes and movement velocity.

Previous relation shows that the workload is one of the key factors which determines movement velocity, and thus produced strength and power. Rahmani et al. (2001) have speculated that KE exerts its P_{max} at workloads close to subject's own body weight or lower (no load or unloaded conditions). Such an assumption is very close to the hypothesis of maximum dynamic output (MDI) of Jaric and Markovic (2009), according to which leg muscles of physically active people are mainly designed to express their MDI in rapid movements such as jumping and running where load is own body weight and inertia.

In addition to $F-v$ relation, the exertion of maximal strength, as it could be seen in the foregoing regarding the muscle architecture, is also influenced by muscle length. Therefore, in the testing, particularly isometric, it is very important to define the knee joint angle at which the exertion of maximal strength is expected. It is stated that KE generates maximal torque at the angle which varies between 110° and 130° (Rahmani et al., 2001; Knezevic et al., 2010). Häkkinen et al. (1998) showed that during single joint leg extensions, KE's strength increases until an angle of 120°, where reaches its maximum, regardless of the applied workload. Comparing the maximal isometric strength and RFD at angles of 90° or 120° and the jump height, Marcora and Miller (2000) noted that there are significant differences in F_{max} and RFD between the two applied joint positions, and that results at the larger angle significantly correlate with the jump height, while the relationship between jump height and F_{max} and RFD exerted at 90° was not significant. Although strength-joint angle (i.e. force-length relation) dependence is generally determined, there is not enough information how does the change the joint angle affects RFD. Since the exertion of maximal strength and power depends on the training modality, they should be evaluated in conditions similar to training or competition.

The force-length ($F-l$) relationship could be affected by stretching exercises and therefore potentially alter the results of strength and power assessment

tests. According to Marek et al. (2005), a number of studies suggest that stretching before resistance exercise, or test, may temporarily compromise muscle's ability to generate strength. Such a phenomenon can be useful in rehabilitation, but not during testing because the results would not be valid and reliable for the subsequent recommendation of training or recovery programs. Results of studies concerning the influence of stretching on the results of KE's strength and power tests are different, but in general, it is said that static stretching reduces maximal isometric torque (opinions are conflicting about its impact to maximum power), while proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) has no such effect (Marek et al., 2005; Baechle, 2007).

The results suggest that static and ballistic stretching have caused the reduction in KE's F_{max} and 1RM, that partly might be consequence of reduced muscle activation (Nelson, & Kokkonen, 2001, Marek et al., 2005). Using EMG it is possible to examine the impact of stretching exercises on activity level of each of the KE muscle portions, and the reduction in maximal strength after stretching without any change in the activation level has been observed. However, there are allegations that both static and PNF stretching reduce strength and power, and the reduction of EMG amplitude of VL and RF during maximal isokinetic concentric contractions was observed at angular velocities of 60 and 300°/s (Marek et al., 2005), suggesting that the effect of these exercises does not depend on velocity. Comparison of the mean EMG amplitudes revealed that RF's activity is sensitive to stretching, but it is not such a case with VL.

INFLUENCE OF RESISTANCE TRAINING ON KNEE EXTENSOR'S STRENGTH AND POWER

The resistance training is an inherent part of athletes' training and recreational activities. Numerous studies have dealt with the assessment of the resistance training and subsequent detraining impact on KE's muscle function, particularly on the $F-V$ and $P-V$ relations. In recent years, in addition to interest in monitoring the impact of such training on the athletes performance, considerable attention was also focused on the older population, particularly on

the amount and degree of progress, changes at the molecular level and quality of life (Häkkinen et al., 2001; Thom, Morse, Birch, & Narici. 2007).

The resistance training aimed to develop KE's strength and power, promotes hypertrophy and increase in muscle cross-sectional area (8-13% depending on the subjects age), increase in maximal isometric strength, 1RM, isokinetic strength (10-18% depending on the applied angular velocity), as well as changes in EMG activity amplitude, particularly in *mm. vastii* (Narici et al., 1989, Andersen et al., 2005; Häkkinen et al., 1998; Häkkinen et al., 2001; Pincivero et al., 2004). Muscle hypertrophy timing is not uniform in all KE muscle portions. In addition to this, it is shown that compared to R, this process occurs at different rate in *mm.vastii*, there is no uniformity in terms of location within the muscle and distal parts of muscle react more quickly on training stimulus (Pincivero et al., 2004; Seynness et al., 2007).

The changes in the muscle architecture under the influence of training, detected with ultrasound, indicated that regardless of the contraction type (concentric or eccentric), five weeks of exercise were needed in order an increase in length and pennation angle in VL fibers to occur, while no changes were observed in the VM (Blazevich et al., 2007). In addition to ultrasound monitoring of CSA and muscle structure, changes can be also observed on EMG. Earlier studies suggest that hypertrophy process starts simultaneously with the beginning of training process, but the "sudden" increase in growth occurs only after several weeks of training (Seynness et al., 2007). Narici et al. (1989) have observed increased activity in VL eight weeks after the beginning of training, while Häkkinen et al. (1998) registered the same phenomenon ten weeks after the beginning of exercising. However, Pincivero et al. (2004) consider that due to development of increased opportunities for strength generation it can be expected someone to achieve the same level of the maximum strength as before training with a lower level of muscle activation. Their findings confirm this indicating that reduced activity of VM and VL was observed at the beginning of isometric contraction, which authors tried to explain by neuromuscular adaptations due to training.

The research on EFP, through monitoring of RFD, provided some contradictions. In the study of Häkkinen, Kraemer, Newton and Alen (2001) training has contributed to significant improvement in this

ability, while in another RFD remained the same as at the pre-test (Häkkinen et al., 1998). Training particularly increases the strength of slow movements, while it does not affect the observed characteristics during leg extension with no external load. However, results should not be generalized, because of training modality, particularly if isokinetic training was conducted at various angular velocities. This is in accordance with findings of Gruber and Gollhofer (2004) that applied sensorimotor training which did not affect maximal isometric strength in squat, but led to changes in RFD with significant differences in VM's and VL's EMG activity compared to the levels prior to training, indicating a change in neural component.

A process reversed from training, e.g. the complete cessation of exercise (detraining) also leads to a number of changes in muscle function: decrease in maximum strength and return to levels prior to training, decrease in muscle size, and changes in the neural control (Naricci et al., 1989; Naricci et al., 1996; Häkkinen et al., 1998; Häkkinen et al., 2001). In addition to that, changes were also observed in muscle fiber composition (Naricci et al., 1989; Häkkinen et al., 2001; Andersen et al. 2005). However, the ability to produce maximal power was either reduced (Naricci et al., 1989; Naricci et al., 1996) or increased, but only when movement was performed with no external load, which is explained through improvement in EFP (RFD) whose underlying mechanism is increased contraction velocity (Andersen et al. 2005). Torstensson et al. (according to Andersen et al., 2005) got significant correlation between the percentage of type II muscle fibers and the maximal leg extension velocity, further suggesting the possibility of great power exertion in conditions of negligible external load.

THE INFLUENCE OF BIOLOGICAL AGE ON KNEE EXTENSORS STRENGTH AND POWER

As previously indicated, strength and especially power, are an important factor in sport and daily activities such as walking, stair climbing, standing up from the chair etc. During biological growth and maturation, due to increase of muscle mass, the improvement in these abilities occurs until the mid-

twenties for women and thirties for men, when power begins to decrease, while reduction in strength starts approaching sixth decade (Jaric, & Kukolj, 1996). In younger subjects, particularly children during sensitive periods of motor development and puberty, due to disturbance of intra and between muscular coordination there is possible lack of efficient exploitation of resources that would allow maximal strength and power production. Paasuke et al. (2001) compared results of strength, power and EFP tests in pre and post pubertal boys. They obtained significant differences among the obtained results in all applied tests with older boys performing better, where both groups were not able to use the positive effects of SSC during countermovement jump.

Age related loss and/or reduction in strength may increase the risk of falls and injuries. According to Petrella et al. (2005), age related sarcopenia leads to an accelerated reduction of muscle mass and strength (1-2% per year), particularly in the subjects who were 50 years old (Jaric, & Kukolj, 1996; Petrella et al. 2005), and that is why older population mostly has poor results in bilateral leg extension (Izquierdo et al., 1999), leg press (Izquierdo et al., 1999; Häkkinen et al., 2001; Petrella et al., 2005; Thom et al. 2005), jump height and jump distance. In addition to reduced capacity to produce maximal strength, capacities for EFP also get weaker to a greater extent compared to F_{max} (Izquierdo et al., 1999).

$F-v$ relation is particularly affected by aging. Decline in power is more visible than in strength (3-4% vs. 1-2% per year). Decrease in specific power (normalized in respect to muscle mass or muscle size), may occur due to the gradual loss of α -motor neurons of fast motor units, which causes FT fibers to transform into ST fibers (Jaric, & Kukolj, 1996), and the related reduction in maximal contractile velocity. According to Thom et al. (2007) reduced ability for great torque production is associated with the muscle contraction type. Power of concentric and isometric contractions significantly decreases with age, while it remains almost intact in the eccentric. The decrease in isometric contraction strength primarily happens due to reduced CSA which is related to muscle atrophy. It is specifically quoted that difference between younger and older subject in concentric contraction torque increases with the increase in shortening velocity, due to age related changes in muscle structure (Thom et al., 2007). The significant differences in the

power were present even after obtained results were normalized in respect to thigh lean body mass.

Apart from the strength and power, muscle endurance is also important ability, and it is usually defined as a loss of strength during repeated or consecutive contractions. Knee extensor, along with other muscles, showed no muscle endurance dependence on age (Petrella et al., 2005; Petrella et al., 2007). However, age has a significant effect on muscle endurance during repeated leg extensions, but not during test of rising up from a chair (closed kinetic chain) (Petrella et al., 2005). In the elderly fatigue occurs during leg extensions, due to the decrease in concentric contraction velocity. EMG analysis showed that the elderly require a greater percentage of muscle's maximal voluntary activation while rising up from a chair (concentric contraction), while during sit downs (eccentric contraction) gender has a significant role in such a way that women should have greater activation level to carry out movement in a controlled manner (Petrella et al., 2005).

In addition to these factors, strength and power production of KE is largely influenced by antagonistic muscle group activity. Thus, older subjects (65 years and older) had significantly higher hamstring activation when compared to younger subjects (mean age 40 years) (Izquierdo et al., 1999). High level of antagonistic muscle group activity can limit the full movement efficiency depending on the contraction type, test conditions, speed and rhythm of tasks execution, especially when it comes to older subjects.

CONCLUSIONS

Due to specificity of its anatomical characteristics and important role it has in locomotion, knee extensor is represented as a muscle of great interest in the studies of neuromuscular function. Given that it consists of four separate muscles, the variability of their anatomical characteristics affects their participation in strength and power production, depending on the type of movement and motion that is performed (and therefore training has different effects on mechanical and neural characteristics of each of the parts separately).

The maximal strength KE generates, regardless of contraction type, the fundamental quantity that affects its power, and that is in a hierarchical manner. It could be noticed that the impact of strength gets smaller as the external load decreases, until the moment when other factors, such as EPF (especially the initial and maximal RFD) become more important (Stone et al., 2003; Slievert et al., 2004). It follows that the maximum strength has the greatest impact on the maximum power at high loads, and to a lesser extent when loads are light. However, the strength of KE affects its own power production at different load levels and different shortening velocities. Although these two abilities are relatively independent, knee extensor's power is still largely influenced by its maximal strength. Changes under the influence of resistance training or biological age are variously manifested in muscle's morphological, physiological and neural characteristics, and thus in strength and power. This relative independence, and mutual dependence, in addition to the influence of different factors and relations and methods of their evaluation, is what causes correlation coefficients between results of strength and power tests to be different.

Understanding the issues related to strength and power as abilities of great importance for everyday life, is also important for practice, particularly sports and rehabilitation. Performances improvement in sports in which leg muscles strength and power are crucial, as well as recovery after the injuries, are largely dependent on the research results regarding KE function. Also, the appropriate strength balance between knee flexors and extensors is important for the knee joint stability, so that the presence of imbalance between these two muscle groups might be a risk factor for the occurrence of injuries.

Thus, knowledge of the basic strength and power characteristics makes easier to interpret results of tests which are used for the assessments of neuromuscular function after training and during the rehabilitation period. In addition, monitoring changes in strength and power contribute to a clearer understanding of the training effects and mechanisms of injury, thus providing opportunities to act preventively with appropriate training program and to prevent adverse strength deficit.

REFERENCES

1. Abernethy, P., Wilson, G., & Logan, P. (1995). Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges. *Sports Medicine*, 19(6), 401-417.
2. Andersen, L. L., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Suetta, C., Madsen, J. L., Christensen, L. R., et al. (2005). Changes in the human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent detraining. *Journal of Applied Physiology*, 99(1), 87-94.
3. Baechle, T. R. (2007). *Essentials of Strength Training and Conditioning*. Champaign, IL: Human Kinetics.
4. Blazeovich, A. J., Cannavan, D., Coleman, D. R., & Horne, S. (2007). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology*, 103(5), 1565-1575.
5. Blazeovich, A. J., Gill, N. D., & Zhou, S. (2006). Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *Journal of Anatomy*, 209(3), 289-310.
6. Cabri, J. M. (1991). Isokinetic strength aspects in human joints and muscles. *Appl Ergon*, 22(5), 299-302.
7. Gruber, M., & Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *European Journal of Applied Physiology*, 92(1-2), 98-105.
8. Hakkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Malkia, E., et al. (1998). Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*, 84(4), 1341-1349.
9. Hakkinen, K., Kraemer, W. J., Newton, R. U., & Alen, M. (2001). Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, 171(1), 51-62.
10. Hakkinen, K., Newton, R. U., Gordon, S. E., McCormick, M., Volek, J. S., Nindl, B. C., et al. (1998). Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53(6), B415-423.
11. Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L., & Hakkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology*, 79(3), 260-267.
12. Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., Garraes, M., Zuniga, A., Anton, A., et al. (1999). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiologica Scandinavica*, 167(1), 57-68.
13. Jaric, S., & Markovic, G. (2009). Leg muscles design: the maximum dynamic output hypothesis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(4), 780-787.
14. Jarić, S., & Kukulj, M. (1996). Sila (jačina) i snaga u pokretima čoveka [Force (strength) and power in human movements] *Fizička kultura*, 50(1-2), 15-28.
15. Kadija, M., Knezevic, O., Milovanovic, D., Bumbasirevic, M., & Mirkov, D. (2010). Effect of isokinetic dynamometer velocity on muscle strength deficit in elite athletes after ACL reconstruction. *Medicina dello sport (in press)*.
16. Knežević, O., & Mirkov, D.M. (2010). Procena neuromišićne funkcije sportista [Estimation of neuromuscular function of athletes]. Knjiga apstrakata *Četvrti kongres medicine sporta i sportskih nauka Srbije* (str. 206-218). [Book of Abstract 4th Conference of Sports Medicine and Sport sciences of Serbia] (pp. 206-218). Beograd.
17. Knežević, O., Pažin, N., Kadija, M., Milovanović, D., & Mirkov, D. M. (2010). Prediction of optimal isometric hamstring to quadriceps ratio.

- Proceedings of 7th International Conference on Strength Training. (pp. 165-166). Bratislava: Faculty of Physical Education and Sport.
18. Knežević, O., Pažin, N., Planić, N., & Mirkov, D. M. (2010). Effect of different joint angles on the knee flexor and extensor rate of force development during maximal isometric contraction. Proceedings of 7th International Conference on Strength Training. (pp. 165-166). Bratislava: Faculty of Physical Education and Sport.
 19. Marcora, S., & Miller, M. K. (2000). The effect of knee angle on the external validity of isometric measures of lower body neuromuscular function. *Journal of Sports Science*, 18(5), 313-319.
 20. Marek, S. M., Cramer, J. T., Fincher, A. L., Massey, L. L., Dangelmaier, S. M., Purkayastha, S., et al. (2005). Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *Journal of Athletic Training*, 40(2), 94-103.
 21. Mirkov, D.M. (2003). *Uloga mišićne jačine u kinematičkoj šemi pokreta* [Role of muscle strength in kinematic scheme of movements]. Doktorska disertacija [Doctoral dissertation], Univerzitet u Beogradu [University of Belgrade].
 22. Narici, M. V., Hoppeler, H., Kayser, B., Landoni, L., Claassen, H., Gavardi, C., et al. (1996). Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiologica Scandinavica*, 157(2), 175-186.
 23. Narici, M. V., Roi, G. S., Landoni, L., Minetti, A. E., & Cerretelli, P. (1989). Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology*, 59(4), 310-319.
 24. Nelson, A. G., & Kokkonen, J. (2001). Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 72(4), 415-419.
 25. Paasuke, M., Ereline, J., & Gapeyeva, H. (2001). Knee extension strength and vertical jumping performance in nordic combined athletes. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 41(3), 354-361.
 26. Petrella, J. K., Kim, J. S., Tuggle, S. C., & Bamman, M. M. (2007). Contributions of force and velocity to improved power with progressive resistance training in young and older adults. *European Journal of Applied Physiology*, 99(4), 343-351.
 27. Petrella, J. K., Kim, J. S., Tuggle, S. C., Hall, S. R., & Bamman, M. M. (2005). Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *Journal of Applied Physiology*, 98(1), 211-220.
 28. Pincivero, D. M., Campy, R. M., & Karunakara, R. G. (2004). The effects of rest interval and resistance training on quadriceps femoris muscle. Part II: EMG and perceived exertion. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 44(3), 224-232.
 29. Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., & Lacour, J. R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84(3), 227-232.
 30. Seynnes, O. R., de Boer, M., & Narici, M. V. (2007). Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 102(1), 368-373.
 31. Sleivert, G., & Taingahue, M. (2004). The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1), 46-52.
 32. Stone, M. H., O'Bryant, H. S., McCoy, L., Coglianese, R., Lehmkuhl, M., & Schilling, B. (2003). Power and maximum strength relationships during performance of dynamic and static weighted jumps. *Journal of Strength & Conditioning Researches*, 17(1), 140-147.
 33. Thom, J. M., Morse, C. I., Birch, K. M., & Narici, M. V. (2007). Influence of muscle architecture on the torque and power-velocity characteristics of young and elderly men. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 613-619.
 34. Wilson, G. J., Murphy, A.J. (1996). The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports Medicine*, 22(1), 19-37.

35. Zhang, L. Q., Wang, G., Nuber, G. W., Press, J. M., & Koh, J. L. (2003). In vivo load sharing among the quadriceps components. *Journal of Orthopaedic Research*, 21(3), 565-571.

Received: 12.1.2011.

Accepted: 18.4.2011.